The effect of exhausting fatigue on the amplitude of ground reaction force during running in national team wrestlers

Received:
2024-07-23
Accepted:
2024-08-30
Online ISSN
3060-7078

Fatemeh Seyedi
Master of Physical Education and Sports Sciences, Physical Education and Sports Sciences Group, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil
Reza Farzi Zadeh
Associate Professor, Sports Physiology Group, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Hamed Sheikholalizadeh
PhD Student in Physical Education and Sports Sciences, Physical Education and Sports Sciences Group, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil

Corresponding Author:
Reza Farzi Zadeh
Email: r_farzizadeh@uma.ac.ir
orcid/0000-0003-0213-1867

ABSTRACT

Purposes: The effect of lower limb muscle fatigue on changes in pressure distribution on the ground reaction range during running has not been clearly studied. The purpose of this research is to investigate the effect of fatigue on the range of ground reaction force in national team wrestlers during running.
Method: The method of this research was semi-experimental. The statistical population of this research was made up of men with an age range of 18 to 22 who were members of the national wrestling team. A Bartek force plate with a sampling rate of 1000 Hz was used to record the ground reaction force during running. The Bruce Exhaustion Protocol was used for the fatigue protocol.
Findings: The results showed that there was a significant difference between the peak internal-external force during heel contact with the ground before and after fatigue ($p = 0.028$). The time to reach the vertical peak when the heel separates from the ground, had a statistically significant difference before and after fatigue ($p = 0.049$). Also, the findings showed that the fatigue factor for the variables of impulse and vertical loading rate was not statistically significant ($p>0.05$). The results showed that internal-external force has a significant difference compared to other vertical components.
Conclusion In general, the mechanics of running on the range of the ground reaction force were significant before and after the fatigue of the wrestlers.

Keywords: Exhausting fatigue, ground reaction force, wrestlers, running

Extended abstract

Background: Running is one of the basic skills that takes up the most movement activity during the day (1). Also it is quite complex activity and involves the cooperation of the nervous, muscular, and skeletal systems (2). The foot is the first point of contact of the body with the external environment when standing and plays a fundamental role in maintaining balance (3). One of the major and main tasks of the lower body is running. The main role of the lower limb is to absorb forces resulting from the impact of the foot with the ground, produce propulsive force, maintain balance, etc. (4). According to research by Reimer et al., postural control in standing following fatigue is particularly important. The alignment of the lower limb is responsible for absorbing pressure when the foot contacts the ground during running and modifies the amount of load (5). Running is a locomotor behavior that consists of two phases: stance and swing (6). When the foot hits the ground, a force is applied from the ground to the foot to reduce acceleration and bring it to rest, which is called the ground reaction force (7). According to research by Reimer et al., postural control in standing is of particular importance following fatigue. The alignment of the lower limb is responsible for absorbing pressure when the foot contacts the ground during running and modifies the amount of load (5). Running is a motor behavior that consists of two phases: static and swing (6). When the foot hits the ground, a force is applied from the ground to the foot to reduce acceleration and reach rest, which is called the ground reaction force (7). According to Newton's third law, the amount of ground reaction force is equal to the body weight and in the opposite direction to the force applied to the ground. According to research on commands sent from the nervous system, the production of force by muscles and a specific range of motion causes normal running, which means that any disturbance in any of these factors causes abnormal running (8). Measurements of ground reaction force during running are one of the tools and criteria used to classify individuals (9). Ground reaction force is considered a kinetic detection method of collecting oscillatory components of anatomical components such as joints, muscles and nerves during running (10). Research shows that adaptation in the spatio-temporal variables of running (11) and ground reaction forces (12) is essential for maintaining athletic performance despite fatigue. Studying the running posture following fatigue is of particular importance. (5) Fatigue can be defined as a reduction in the ability to generate force during athletic activity (13). One of the important obstacles to the optimal performance of athletic activities is fatigue, which can be caused by several factors depending on the type of activity (14). Fatigue can also affect learning, concentration and motor performance (15). Fatigue also affects reaction force (16, 17). By causing fatigue in muscles, changes in kinetics and kinematics of movement occur (18, 19). Kinetic variables represent mechanical changes related to diseases and changes in the lower limb. Among running parameters, kinematic variables are of particular importance (17). Hence the purpose of this study was to investigate the effect of fatigue on the range of ground reaction force during running in national team wrestlers.

Methodology: The method of this research was semi-experimental. The statistical sample of the current research is based on previous results and G*Power software. A power of 98% and a confidence level of 0.05 were estimated for 30 people. The statistical population of this research was composed of men with an age range of 18 to 22 years who were members of the national wrestling team. Before doing any measurement, satisfaction of subjects to participate in this study, and their personal information, including age, sports history, and number of session’s sports per week, and a history of illness and injury was recorded in a form.

A Bartek force plate with a sampling rate of 1000 Hz was used to record the ground reaction force during running. The subjects were given a pre-test. Then, they were given exercise and fatigue, and after fatigue, a post-test was taken. The Bruce Exhaustion Protocol was used to perform fatigue. The Shapiro-Wilk test was used to check the normality of the data distribution. To analyze the statistical

data, a two-way variance with repeated measures test was used. All analyses were done using SPSS software.

Findings: The results showed that there was a significant difference between the peak internal-external force during heel contact with the ground before and after fatigue ($p = 0.028$). The time to reach the vertical peak when the heel separates from the ground, had a statistically significant difference before and after fatigue ($p = 0.049$). Also, the findings showed that the fatigue factor for the variables of impulse and vertical loading rate was not statistically significant ($p>0.05$). The results showed that internal-external force has a significant difference compared to other vertical components.

Conclusion: The aim of the present study was to compare the effect of fatigue on the range of ground reaction force during running. According to the results, the peak internal-external force achieved during heel contact with the ground after fatigue had increased 27.73% compared to before fatigue. Also, the time to reach the peak of vertical force during the pushing phase was increased by 10.18%. Variable FX po indicates the amount of ground reaction force in the internal direction, and its increase is related to the increase of foot supination (20). Given that the amount of this variable increases after fatigue, foot supination values are likely to increase, which can lead to poor ankle joint function during loading response In the heel-toe running pattern, the running cycle consists of stance and swing phases. Intervals of unilateral stance (one foot on the ground) are separated by a double-support phase (21). In running, the ratio of the stance phase to the swing phase (as opposed to walking) is 40 to 60. Of course, the exact amount depends on the running speed. That is, as the speed increases, the stance phase is reduced and the swing phase is added. This increase and decrease in running can affect the ground reaction forces.

تاثیر خستگی وامانده ساز بر دامنه نیروی عکس¬العمل زمین در کشتی گیران تیم ملی در طی دویدن

تاریخ ارسال:
۱۴۰۳/۰۵/۰۲
تاریخ پذیریش:
۱۴۰۳/۰۶/۰۸
شاپا الکترونیکی
۳۰۶۰-۷۰۷۸

فاطمه سیدی
کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی وروانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل،
رضا فرضی زاده
دانشیار گروه فیزیولوژی ورزشی ، دانشکده علوم تربیتی و روان شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
حامد شیخعلیزاده
دانشجوی دکتری تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل،

* نویسنده مسئول: رضا فرضی زاده
ایمیل: r_farzizadeh@uma.ac.ir
orcid/0000-0003-0213-1867

چکیده

مقدمه: اثر خستگی عضلات اندام تحتانی بر تغییرات توزیع فشار بر دامنه عکس العمل زمین در هنگام راه رفتن به روشنی مطالعه نشده است. هدف تحقیق حاضر بررسی تاثیر خستگی وامانده ساز بر دامنه نیروی عکس‌العمل زمین در کشتی گیران تیم ملی در طی دویدن است.

روش تحقیق: روش این تحقیق از نوع نیمه تجربی بود. جامعه آماری مردان با محدوده سنی ۱۸ تا ۲۲ سال عضو تیم ملی کشتی بودند. از صفحه نیروی برتک با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز برای ثبت نیروی عکس العمل زمین طی دویدن استفاده شد. برای پروتکل خستگی از پروتکل وامانده ساز بروس استفاده شد و از آزمون تحلیل واریانس برای تحلیل داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد اوج نیروی داخلی-خارجی در هنگام تماس پاشنه پا با زمین در طی قبل و بعد از خستگی دارای اختلاف معناداری بود ($p = ۰/۰۲۸$). زمان رسیدن به اوج عمودی در هنگام جدا شدن پاشنه پا با زمین در طی قبل و بعد خستگی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود ($p=۰/۰۴۹$). با اینحال تاثیر عامل خستگی بر متغیرهای ایمپالس و نرخ بارگذاری عمودی از لحاظ آماری معنادار نبود ($p>۰/۰۵$). نتایج نشان داد که نیروی داخلی- خارجی در مقایسه با دیگر مولفه‌های عمودی دارای اختلاف معناداری می‌باشد.

نتیجه گیری: به طور کلی مکانیک دویدن بر دامنه نیروی عکس العمل زمین در قبل و بعد از خستگی کشتی گیران تاثیرگذار بود.

واژگان کلیدی: خستگی وامانده ساز، نیروی عکس العمل زمین، کشتی گیران، دویدن

مقدمه:

دویدن یکی از مهارت‌های پایه است که در طول روز بیشترین فعالیت حرکتی را به خود اختصاص می‌دهد (۱). همچنین فعالیتی کاملا پیچیده است که با همکاری سیستم عصبی، عضلانی و اسکلتی انجام می‌شود(۲). پا نخستین نقطه تماس بدن با محیط خارج درهنگام ایستادن است و در حفظ تعادل نقش اساسی را ایفا می‌کند(۳). از جمله وظایف عمده و اصلی اندام تحتانی دویدن است. اصلی‌ترین نقش اندام تحتانی با انجام اعمال جذب نیروهای حاصل از برخورد پا با سطح زمین، تولید نیروی جلوبرنده، حفظ تعادل و ... است (۴). طبق تحقیقات ریمر[1] و همکاران کنترل وضعیت بدن در حالت ایستاده به دنبال خستگی دارای اهمیت ویژه ای هست. راستای اندام تحتانی مسئول جذب فشار در هنگام تماس پا با زمین در حین دویدن بوده و میزان بار را تعدیل می‌بخشد (۵). دویدن یک رفتار حرکتی است که از دو فاز ایستایی و نوسان تشکیل می‌شود(۶). هنگامی که پا با زمین برخورد می‌کند نیرویی از زمین به طرف پا برای کاهش شتاب و رسیدن به استراحت اعمال می‌شود که به این نیروی وارده نیروی عکس العمل زمین می‌گویند(۷). طبق قانون سوم نیوتن مقدار نیروی عکس العمل زمین برابر وزن بدن و در جهت مخالف با نیرویی است که به زمین وارد می‌شود. طبق پژوهشات فرمان‌های ارسال شده از دستگاه عصبی، تولید نیرو توسط عضلات ودامنه حرکتی مشخص موجب دویدن طبیعی می‌شود این بدان معنی ست که بروز هرگونه اختلال در هر یک از این عوامل باعث دویدن غیر طبیعی می‌شود (۸).

اندازه‌گیری‌های نیروی عکس العمل زمین در هنگام دویدن یکی از ابزارها ومعیارهایی به شمار می‌رود که برای طبقه بندی افراد مورد استفاده قرار می‌گیرد (۹). نیروی عکس العمل زمین یک روش آشکارسازی کنیتیکی از جمع‌آوری مولفه‌های نوسانی اجزای آناتومیکی مثل مفاصل، عضلات و اعصاب طی دویدن در نظر گرفته می‌شود(۱۰). پژوهشات نشان می‌دهند تطابق در متغیرهای فضایی_ زمانی دویدن (۱۱) و نیروهای عکس العمل زمین(۱۲)، با وجود خستگی برای حفظ عملکرد ورزشی ضروری است. مطالعه وضعیت دویدن به دنبال خستگی، از اهمیت ویژه ای برخوردار است.(۵)خستگی را میتوان کاهش توانایی تولید نیرو هنگام فعالیت ورزشی تعریف کرد (۱۳). یکی از موانع مهم اجرای مطلوب فعالیت‌های ورزشی خستگی می‌باشد که باتوجه به نوع فعالیت عوامل متعددی می‌تواند عامل آن باشد (۱۴). خستگی همچنین میتواند بر روی یادگیری، تمرکز و اجرای حرکتی تاثیر بگذارد (۱۵). همچنین خستگی برروی نیروی عکس العمل نیز تاثیر گذار است (۱۶, ۱۷) با ایجاد خستگی در عضلات تغیراتی در کنتیک و کینماتیک حرکتی به وجود می‌آید (۱۸, ۱۹). متغیرهای کنیتیکی بیانگر تغییرات مکانیکی هستند که مربوط به بیماری‌ها و تغییرات اندام تحتانی است از میان پارامترهای دویدن متغیرهای کینماتیکی دارای اهمیت ویژه‌ای هستند (۱۷).

خستگی پس از فعالیت‌های درمانده ساز پدیده ای است که طی فعالیت‌های مختلف به وجود آمده و موجب اختلال در عملکرد حرکتی افراد می‌شود. همچنین یکی از عواملی است که الگوهای حرکتی را تحت تاثیر قرار داده و ماهیت آنها را از نظر بیومکانیکی تغیر می‌دهد (۲۲). به دنبال پیشرفت در رشته‌های ورزشی، کشتی نیز در دهه‌های اخیر حرکت رو به جلویی داشته است. بدون شک می‌توان بخشی از این پیشرفت را مدیون یافته‌های علمی پژوهشات مختلف دانست (۲۳). بر همین اساس داشتن اطلاعات کافی از سطح آمادگی و بدنی کشتی‌گیران مربیان را برای تهیه

[1] Reimer

یک برنامه‌ی تمرینی بهینه یاری می‌کند. با پیشرفت‌های فناوری ورزش به عنوان یک نیاز، ضرورت و یک ارزش در جامعه شناخته می‌شود که به کمک آن می‌توان به رفع فقر حرکتی، قابلیت‌های جسمانی و فکری توسعه بخشید (۲۴). اجرای فعالیت کشتی به نیازهای بدنی خاص مثل خصوصیات بی‌هوازی(قدرت، توان، سرعت، تحمل لاکتات و استقامت بی‌هوازی) و هوازی متکی بوده و به این علت یک فعالیت شدید به حساب می آید (۲۵). کشتی فعالیتی است که فشارهای زیادی را بر ورزشکاران تحمیل می‌کند همچنین کشتی‌گیران در هنگام اجرای تمرینات باید وضعیت‌های بدنی مختلف را اتخاذ کنند از این رو انجام تمرینات در مدت زمان طولانی باعث ایجاد تغیراتی در سازگاری عضلات و قدرت عضلات ناحیه تنه و اندام‌های تحتانی می‌شود نتیجه این تغییرات موجب عدم تعادل عضلانی و ایجاد تغییرات وضعیتی در اندام تحتانی و فوقانی کشتی‌گیران است (۲۶, ۲۷). پژوهش‌های گذشته نشان داده است که خستگی مرتبط با دویدن، موجب اختلال در ظرفیت جذب شوک در اندام تحتانی شده و منجر به افزایش خطر آسیب شده است (۲۸). علاوه بر این، خستگی به گونه‌ای بر عملکرد عضلانی تاثیرگذار است که موجب تغییر در هماهنگی حرکتی (۲۸)، دقت کنترل حرکتی (۲۹)، زمان‌های عکس‌العمل عضلانی (۳۰) و قابلیت حس عمقی مفصلی شده است (۳۱). محققین گزارش کرده‌اند که هرگونه تغییر در عملکرد عضلانی متأثر از خستگی، ممکن است توانایی عضلات را در محافظت از بدن در برابر آسیب به خطر بیاندازد (۳۲). نیروی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج این مولفه‌ها(Time to Peak یا TTP)، نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس و گشتاور آزاد از جمله مهم‌ترین متغییرهای جنبشی هستند که می‌توانند بر روی مکانیک دویدن اثرگذار باشند (۳۳).

نرخ بارگذاری با توجه به فرمول آن که نسبت اوج اولیه مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین به زمان رسیدن به اوج آن طی فاز تماس پاشنه توسط نرخ بارگذاری عمودی نشان داده می‌شود (۳۴). با توجه به مطالعات مشخص شده است یکی از متغییرهای مهم برای ارزیابی اضافه بار بافت عضلات اسکلتی؛ میزان نرخ بارگذاری می‌باشد(۳۵). میزان این نیروها و نرخ بارگذاری عمودی با آسیب‌های اندام تحتانی در ارتباط می‌باشد (۳۶). افزایش نیروی عکس‌العمل زمین و در کنار آن کاهش زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی باعث افزایش نرخ بارگذاری می‌شود که پیامد آن نیز افزایش اضافه بار عضلات است که به نوبه خود احتمال آسیب را افزایش می‌دهد(۳۷). ایمپالس برابر است با انتگرال نیروهای عکس‌العمل زمین در فاز اتکای دویدن که با اندازه حرکت بدن معادل است(۳۸). گشتاوری که در محور عمودی و در مرکز فشار قرار دارد همان گشتاورآزاد می‌باشد (۳۶). نخودچی و همکاران در تحقیقی برروی تاثیر زانوبند بر کینتیک و کینماتیک کشتیگران دارای آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی بیان نمودند که استفاده از زانوبند نرم نئوپرنی باعث کاهش برخی از ریسک فاکتورهای کینماتیکی موثر در بروز آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی می‌گردد (۳۹). از این رو هدف از مطالعه حاضر بررسی تاثیر خستگی وامانده ساز بر دامنه نیروی عکس‌العمل زمین در کشتی گیران تیم ملی در طی دویدن بود.

روش تحقیق:

روش این تحقیق از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر بر اساس نتایج قبلی و نرم افزار جی پاور با توان ۹۸درصد و سطح اطمینان ۰/۰۵، ۳۰ نفر برآورد شد. جامعه آماری این پژوهش مردانی با محدوده

سنی ۱۸ تا ۲۲ سال بودند که عضو تیم ملی کشتی بودند. معیارهای ورود به تحقیق حاضر عضو تیم ملی کشتی بودن و معیارهای خروج از تحقیق شامل داشتن وضعیت غیرطبیعی در ساختارهای بدن داشتن سابقه جراحی و آسیب دیدگی جدی در مفاصل اندام تحتانی بود. قبل از انجام هر گونه اندازه گیری، رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در این مطالعه و اطلاعات شخصی آنها شامل سن، سابقه ورزشی،تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب دیدگی در فرمی ثبت شد. بر اساس نتایج قبلی و نرم افزار جی پاوریا توان ۹۸درصد و سطح اطمینان ۰/۰۵ تعداد ۳۰ نفر برآورد شد. از صفحه نیروی برتک با نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز برای ثبت نیروی عکس العمل زمین طی دویدن استفاده شد. از آزمودنی‌ها تست پیش آزمون گرفته شد. سپس تمرین و خستگی داده شد و بعد از خستگی تست post test گرفته شد از آزمون T برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. برای انجام خستگی از پروتکل وامانده ساز بروس استفاده شد (۴۰). به اینصورت که بعد از پیش‌آزمون آزمودنی‌ها با کفش ورزش روی تردمیل رفته و طبق پروتکل وامانده ساز بروس خستگی انجام شد. داده‌های کنتیکی با استفاده از فیلتر باتروورث مرتبه چهار با برش فرکانسی ۲۰ هرتز هموار شد. پارامترهایی که برای تجزیه و تحلیل بیشتر مورد استفاده قرار گرفت شامل حداکثر مقادر GRF سه بعدی و زمان رسیدن به اوج مولفه‌های داخلی-خارجی(Fx)، مولفه قدامی-خلفی(Fy) و مولفه عمودی(Fz) بود. اوج منحنی عمودی GRF(اوج فعال [Fz]) برای تحلیل بیشتر مورد توجه قرار گرفتند. در جهت داخلی-خارجی، اوج نیروهای داخلی(FxMS) و خارجی(FxHC) مورد بررسی قرار گرفت. در جهت قدامی-خلفی، اوج نیروی خلفی(FyHC) و اوج نیروی قدامی(FyPO) مورد بررسی قرار گرفت(نمودار ۱). نیروها با جرم بدن نرمال شدند و به عنوان درصدی از جرم بدن گزارش گردیدند(۴۴) . ایمپالس با استفاده از روش ذوزنقه‌ای برای محورهای X، Y و Z به صورت زیر محاسبه می‌شود(۴۵):

$$\text{Impulse} = \Delta t \left(\left[\frac{F1+\text{fn}}{2} \right] + \sum_{i=2}^{n-1} Fi \right)$$

در فرمول بالا F1 و Fn به ترتیب نیروهای اول و آخر هستند، Δt نیز برابر مدت زمان نمونه‌گیری و n برابر تعداد نقطه‌داده‌های نیروی ثبت شده هستند.

برای نرمال کردن داده‌ها از روش تقسیم بر وزن آزمودنی‌ها استفاده شد. برای تحلیل داده‌ها از ازمون شاپیرو ویلک برای طبیعی بودن آزمودنی‌ها استفاده شد. جهت تحلیل داده‌های آماری نیز از آزمون t استفاده شد. تمام تحلیل‌ها با استفاده از نرم افزارspss انجام گردید.

یافته‌ها:

ویژگی‌های آنتروپومتری آزمودنی‌های قد، وزن و سن آزمودنی‌ها در جدول شماره یک گزارش شده است.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد قد، وزن و سن کشتی گیران نخبه

واحدها	قبل از خستگی
سن(سال)	۱۹/۱۴ ± ۱/۹۸
وزن(کیلوگرم)	۸۳/۵۲ ± ۱۰/۱۰
قد(متر)	۱/۷۸ ± ۰/۰۴

نتایج بدست آمده در پژوهش فوق نشان داد اوج نیروی داخلی-خارجی در هنگام تماس پاشنه پا با زمین در طی قبل و بعد از خستگی دارای اختلاف معناداری بود(p =۰/۰۲۸). زمان رسیدن به اوج عمودی در هنگام جدا شدن پاشنه پا با زمین در طی قبل و بعد خستگی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود(p=۰/۰۴۹).

جدول ۲. مقادیر اوج نیروها و زمان رسیدن به اوج در طی دویدن در قبل و بعد خستگی

متغیرها	پارامترها	قبل از خستگی	بعد از خستگی	میزان تغییر	سطح معناداری
اوج نیروها (درصدی از وزن بدن)	FX_{HC}	۵/۶۶ ± ۲/۴۵	۷/۲۳ ± ۱/۹۹	۲۷/۷۳	۰/۰۲۸ *
	FX_{PO}	۳/۲۶ ± -۶/۵۲	۱/۴۴ ± -۶/۰۰	۸/۶۶	۰/۵۰۵
	FY_{HC}	۵/۶۳ ± -۱۱/۰۹	۵/۸۳ ± -۱۰/۲۳	۸/۴۰	۰/۶۳۱
	FY_{PO}	۲۱/۹۵ ± ۵/۳۴	۲۳/۴۷ ± ۶/۱۹	۶/۹۲	۰/۳۹۸
	FZ_{HC}	۱۰۱/۰۴ ± ۲۶/۹۱	± ۲۱/۶۲ ۱۰۵/۴۲	۴/۳۳	۰/۵۶۴
	FZ_{PO}	۲۱/۹۵ ± ۵/۳۴	۲۳/۴۷ ± ۶/۱۹	۶/۹۲	۰/۴۱۹
زمان رسیدن به اوج (میلی ثانیه)	FX_{HC}	۲۱/۲۸ ± ۷/۶۱	۲۱/۸۰ ± ۵/۰۰	۲/۴۴	۰/۷۹۴
	FX_{PO}	± ۱۴۰/۷۲ ۴۰۴/۶۱	± ۱۵۰/۷۱ ۳۷۶/۴۷	۴/۴۷	۰/۵۳۵
	FY_{HC}	۴۶/۹۰ ± ۴۴/۶۷	۵۱/۶۶ ± ۳۲/۲۱	۱۰/۱۴	۰/۶۹۴
	FY_{PO}	± ۹۹/۹۶ ۴۷۳/۸۰	± ۹۶/۰۱ ۴۷۸/۹۵	۱/۰۸	۰/۸۶۶
	FZ_{HC}	۱۴۴/۶۶ ± ۲۵/۹۲	± ۳۳/۳۵ ۱۵۰/۰۹	۳/۷۵	۰/۵۵۹
	FZ_{PO}	۵۰۳/۷۶ ± ۵۵/۹۴	± ۳۹/۹۹ ۵۵۵/۰۹	۱۰/۱۸	۰/۰۴۹ *
گشتاور آزاد	NEGATIVEFM	۰/۲۱ ± -۰/۰۴	۰/۳۵ ± -۰/۱۴	۶۶/۶۶	۰/۳۰۵
	POSITRVEFM	۰/۴۰ ± ۰/۱۹	۰/۴۳ ± ۰/۲۳	۷/۵	۰/۷۱۵

FXHC: اوج نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پاشنه به زمین، FXpo: اوج نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین در هنگام جدا شدن پاشنه پا از زمین، FYHC: اوج نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پاشنه به زمین، FYpo: اوج نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین در هنگام جدا شدن پاشنه پا از زمین، FZHC: اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پاشنه به زمین، FZpo: اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام جدا شدن پاشنه پا از زمین، NEGATIVEFM: مینیموم گشتاور آزاد، POSITRVEFM: اوج گشتاور آزاد

* سطح معناداری P<۰/۰۵

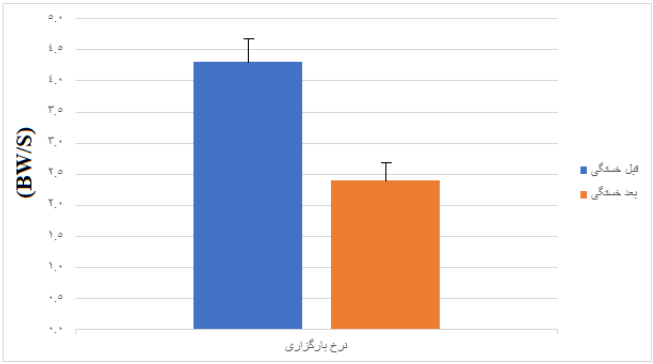
یافته‌ها نشان داد که عامل خستگی بر متغیرهای ایمپالس در سه راستا از لحاظ آماری معنادار نبود. نتایج نشان داد که نیروی داخلی- خارجی در مقایسه با دیگر مولفه‌های عمودی دارای اختلاف معناداری می‌باشد

جدول۲. مقادیر ایمپالس قبل خستگی و بعد خستگی

متغیرها	پارامترها	قبل از خستگی	بعد از خستگی	میزان تغییر	سطح معناداری
ایمپالس وزن بدن (%BW.S)	IMP_{FX}	۲۰/۰۴ ± ۱۱/۳۰	۱۸/۶۶ ± ۶/۱۴	۷/۳۹	۰/۶۲۵
	IMP_{FY}	۴۴/۳۳ ± ۱۲/۹۴	۴۸/۷۱ ± ۱۲/۶۴	۹/۸۸	۰/۲۴۷
	IMP_{FZ}	۴۱۰/۸۵ ± ۱۳۴/۸۸	۴۵۹/۱۴ ± ۱۲۴/۳۲	۱۱/۷۵	۰/۲۳۵

(IMPFX: ایمپالس راستای داخلی-خارجی، IMPFY: ایمپالس راستای قدامی-خلفی، IMPFZ: ایمپالس راستای عمودی)
* سطح معناداری P<۰/۰۵

نتایج نشان داده در نمودار ۱ حاکی از آن است که در مولفه نرخ بارگذاری نیروی عکس‌العمل زمین در قبل و بعد از خستگی اختلاف معناداری مشاهده نشد.



نمودار ۱. انحراف معیار و نرخ بارگذاری نیروی عکس‌العمل زمین در قبل و بعد خستگی وامانده ساز

بحث

هدف پژوهش حاضر مقایسه تاثیر خستگی وامانده ساز بر دامنه نیروی عکس العمل زمین طی دویدن بود. طبق نتایج به دست آمده اوج نیروی داخلی-خارجی در هنگام تماس پاشنه پا با زمین در بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی ۲۷/۷۳ درصد افزایش یافته بود. همچنین زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی در طی فاز هل دادن ۱۰/۱۸ درصد افزایش یافته بود. متغیر fxpo نشان دهنده میزان نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی است و افزایش آن با افزایش سوپینیشن پا مرتبط است (۲۰) با توجه به این که بعد از خستگی میزان این متغیر دچار افزایش شده است بنابراین مقادیر سوپینیشن پا احتمالا دچار افزایش خواهد شد که این امر می‌تواند منجر به ضعف عملکرد مفصل مچ پا طی پاسخ بارگذاری شود. براین اساس افزایش سوپینیشن پا می‌تواند موجب اینورشن بیش از حد در مفصل زیر قاپی(همراه با کف پای گود) باعث کاهش فعالیت عضله دوقلو شود (۴۱). فعالیت عضله دوقلو داخلی در افراد با پای سوپینت در مرحله تحمل وزن کمتر از گروه نرمال و در مرحله پایانی سکون بیشتر از گروه نرمال است (۴۲).

نتیجه گیری:

بنابراین کاهش فعالیت عضله دوقلو در هنگام ایجاد خستگی نسبت به حالت عادی می‌تواند موجب کاهش سرعت در آزمودنی‌های گردد. همچنین گزارش شده است که چرخش پاشنه و تغییر خط کشش تاندون عضله دوقلو و نعلی

موجب کاهش نیروی اعمالی این عضلات می‌شود (۴۳). بنابراین نتایج تحقیقات وانگ و همکاران، بیناباجی و همکاران و عزیزپور و همکاران با نتایج تحقیق حاضر همخوانی دارد. بنابراین با توجه به نتایج فوق در مورد پیامد خستگی در کشتیگران نخبه می‌توان گفت خستگی با افزایش سوپینیش پا سبب کاهش فعالیت عضله دوقلو می‌شود که این فرایند می‌تواند سرعت افراد و عملکرد مچ را کاهش دهد. همچنین افزایش در اوج نیروی راستای داخلی-خارجی می‌تواند موجب افزایش نوسان در این راستا شود (۴۴) که پیامد آن نیز کاهش تعادل افراد در این راستا می‌شود. از آنجایی که دویدن در یک زنجیره حرکتی بسته انجام می‌شود، اختلال در اندام تحتانی می‌تواند به اندام‌های بالاتر نیز انتقال پیدا کند. نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقWang و همکاران (۴۵) و Beinabaji و همکاران (۴۶) ناهمخوان بود که دلیل ناهمخوانی نتایج تحقیقات آنها با نتایج تحقیقات حاضر را می‌توان ناشی از تفاوت در جنسیت(آزمودنی‌های زن)، سن آزمودنی‌ها(نوجوانان) و سطح فعالیت آزمودنی‌ها(کشتی‌گیران نخبه) دانست.

در این زمینه خستگی به عنوان یک ریسک فاکتور برای بروز آسیب‌های اندام تحتانی همچون آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی گزارش شده است (۴۷) و دلیل اصلی آن را احتمالا تغییرات بیومکانیکی حرکت به دنبال خستگی یا مکانیزم‌های جبرانی سیستم عصبی مرکزی دانسته‌اند (۴۷-۵۰). برای مثال در زمینه مکانیزم‌های جبرانی به دنبال خستگی Padua و همکاران (51) اشاره کرده‌اند که در طول انقباض بیشینه عضله چهارسرانی، هم انقباضی عضلات همسترینگ برای حفظ ثبات دینامیک زانو و پیشگیری از نیروهای برشی وارد بر لیگامان صلیبی قدامی ضروری است و خستگی باعث فعال شدن زود هنگام عضله چهارسرانی و تاخیر در فعال شدن عضالت همسترینگ می‌شود و این تاخیر در فراخوانی عضلات همسترینگ باعث جابجایی قدامی درشت نی شده و در نتیجه باعث انتقال بار نامناسب و غیرقابل کنترل به مفصل زانو شده و فرد را در معرض بروز آسیب لیگامان صلیبی قدامی قرار می‌دهد (۵۱). در مطالعه ای دیگر نتایج نشان داد که هنگام انجام حرکت پرش- فرود افراد پس از خستگی بیشتر به راهبردهای مچ محور روی می‌آورند و به عضلات مچ پا بیشتر از عضلات زانو متکی می‌شوند و به نظر میرسد این امر پایداری زانو را کاهش و احتمال آسیب لیگامان صلیبی قدامی را افزایش می‌دهد (۴۹).

در الگوی دویدن پاشنه-پنجه، چرخه دویدن شامل مراحل اتکا و تاب دادن است. تناوب‌های اتکای یک طرفه(یک پا روی زمین است) با یک مرحله حمایت دوگانه از هم جدا می‌شود (۲۱). در دویدن نسبت مرحله اتکا با تاب دادن(بر عکس راه‌رفتن) ۴۰ به ۶۰ است. البته میزان دقیق آن به سرعت دویدن بستگی دارد. یعنی با افزایش سرعت، از مرحله اتکا کم شده و به مرحله تاب دادن افزوده می‌شود. که این افزایش و کاهش در دویدن می‌تواند نیروهای عکس‌العمل زمین را تحت تاثیر دهد. اما این نکته را هم باید ذکر کرد هرچقدر زمان اتکا هنگام دویدن افزایش پیدا کند می‌تواند با کاهش نرخ بارگذاری هنگام دویدن همراه باشد (۲۱). احتمال می‌رود در تحقیق حاضر نیز این روند موجب کاهش نرخ‌بازگذاری شود که این کاهش می‌تواند موجب افزایش آسیب شود. نرخ بارگذاری عمودی مقیاسی از ضربه است که به بدن منتقل می‌شود و با آسیب‌های مختلف مرتبط می‌باشد (۵۲). از طرفی افزایش مدت زمان اتکا می‌تواند بدلیل کاهش در سرعت دویدن باشد که افراد با کاهش سرعت، مدت زمان اتکا را افزایش می‌دهند (۵۳, ۵۴). نتایج فوق با مطالعات‌هالمنز و همکاران و دیهوندت و همکاران همسو بود (۵۴, ۵۵).

یکی از محدودیت‌های این تحقیق مطالعه بر روی مردان می‌باشد و با توجه به تفاوت‌های موجود بین زنان و مردان

تعمیم این نتایج بر کل جامعه با مشکل همراه می‌باشد. همچنین به نظر می‌رسد برای بررسی بهتر تاثیر خستگی اگر از فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی نیز در قبل و بعد از خستگی استفاده شود نتایج بسیار مفیدتر می‌توان بدست آورد.

در نهایت با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر می‌توان نتیجه گرفت خستگی وامانده ساز در کشتی‌گیران نخبه می‌تواند موجب کاهش تعادل داخلی-خارجی شده و ریسک آسیب را در این افراد بالا ببرد.

تشکر و قدردانی

از تمامی کسانی که در انجام این پژوهش همکاری داشته‌اند کمال تشکر را داریم.

منابع:

Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. RESEARCH METHODS IN BIOMECHANICS.

Burnfield M. Gait analysis: normal and pathological function. Journal of Sports Science and Medicine. 2010;9(2):353.

Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. The Foot. 2018;37:77-84.

H. Tajdini Kakavandi, H. Sadeghi, A. Abasi, (2019). Investigating Ground Reaction Forces and Electromyography Muscle Activity of Lower Extremity During the Stance Phase of Walking in Active Male with and Without Genu Varum Deformity in Kharazmi University in 2017: A Descriptive Study, *Journal of Rafsanjan University Of Medical Sciences*, 18(7), 675-688.

Reimer III RC, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. Journal of Science and Medicine in Sport. 2010;13(1):161-6.

Kharb A, Saini V, Jain Y, Dhiman S. A review of gait cycle and its parameters. IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management. 2011;13:78-83.

Whittle MW. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. Gait & posture. 1999;10(3):264-75.

Lovell WW, Winter RB, Morrissy RT, Weinstein SL. Lovell and Winter's pediatric orthopaedics: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.

Jenkins J, Ellis C, editors. Using ground reaction forces from gait analysis: Body mass as a weak biometric. International conference on pervasive computing; 2007: Springer.

Chuckpaiwong B, Nunley JA, Mall NA, Queen RM. The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. Gait & posture. 2008;28(3):405-11.

Barbieri FA, dos Santos PCR, Vitório R, van Dieën JH, Gobbi LTB. Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. Gait & posture. 2013;38(4):702-7.

Parijat P, Lockhart TE. Effects of lower extremity muscle fatigue on the outcomes of slip-induced falls. Ergonomics. 2008;51(12):1873-84.

Marchetti PH, Orselli MI, Duarte M. The effects of uni-and bilateral fatigue on postural and power tasks. Journal of applied biomechanics. 2013;29(1):44-8.

Mohr M, Krustrup P, Bangsbo J. Fatigue in soccer: a brief review. Journal of sports sciences. 2005;23(6):593-9.

Kluka DA. Motor behavior: From learning to performance: Morton; 1999.

Cheung RT, Rainbow MJ. Landing pattern and vertical loading rates during first attempt of barefoot running in habitual shod runners. Human movement science. 2014;34:120-7.

Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed E-N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. European spine journal. 2004;13(8):750-4.
Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. Gait & posture. 2016;48:52-6.
Jafarnezhadgero A, Sorkhe E, Meamarbashi A. Efficacy of motion control shoes for reducing the frequency response of ground reaction forces in fatigued runners. Journal of Advanced Sport Technology. 2019;3(1):8-21.
Keskula DR. Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement. Physical Therapy. 2004;84(3):291.
Novacheck TF. The biomechanics of running. Gait & posture. 1998;7(1):77-95.
Santamaria LJ, Webster KE. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2010;40(8):464-73.
MIRZAEI B., AKBARNEZHAD A.. A SKILL PROFILE OF ELITE IRANIAN GRECO-ROMAN WRESTLERS. HARAKAT[Internet]. 2008;-(35):21-30.
Zakani A, Shojaedin S. Investigating the relationship between the prevalence of sports injuries and some of its causes in elite student freestyle wrestlers. Journal of research in sports science. 2005;3(9):87-104.
Yoon J. Physiological profiles of elite senior wrestlers. Sports Medicine. 2002;32(4):225-33.
Amirian S, Mirzaei B, Hosseini H. The comparative study of spinal alignment and trunk injuries in freestyle and Greco-Roman wrestlers. Journal of Exercise Science and Medicine. 2012;4(1):35-47.
Ghamari M, Rajabi R, Akbarnejad A, Minoonejad H. The Comparison of Thoracic Kyphosis and Position ofScapula between National Freestyle and Greco–Roman Wrestlers and Non–Athletes. Journal of Exercise Science and Medicine. 2011;3(1):91-107.
Abt JP, Sell TC, Chu Y, Lovalekar M, Burdett RG, Lephart SM. Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2011;25(6):1479-85.
Chumanov ES, Wille CM, Michalski MP, Heiderscheit BC. Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. Gait & posture. 2012;36(2):231-5.
HÄkkinen K, Komi PV. Effects of fatigue and recovery on electromyographic and isometric force-and relaxation-time characteristics of human skeletal muscle. European journal of applied physiology and occupational physiology. 1986;55:588-96.
Skinner H, Wyatt M, Hodgdon J, Conard D, Barrack R. Effect of fatigue on joint position sense of the knee. journal of orthopaedic research. 1986;4(1):112-8.
Kellis E, Liassou C. The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2009;39(3):210-20.
Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard PJJob. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. 2016;49(9):1705-10.
Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüssi E, Kramers-de Quervain IAJG, posture. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. 2005;21(1):24-38.
Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, Karjalainen PA, Arokoski JPJTK. Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis. 2010;17(1):69-76.
Zadpoor AA, Nikooyan AAJCb. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. 2011;26(1):23-8.
Mahaki M, Shojaedin S, Mimar R, Khaleghi M. The comparsion of the electromyography of leg muscles and peak vertical ground reaction forces during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee. Journal of Sports Medicine. 2012;4(3):87-106.
Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013.
Nokhodchi N, Sadeghi H, Ebrahimi Takamjani I. Effect of Soft Neoprene Knee Sleeve on Effective Kinematic Variables on Anterior Cruciate Ligament Tear Risk Factors in Male Wrestlers After Reconstructive

Surgery with Hamstring Tendon Autograft. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2019;8(2):37-46.
Hoseini Y, Farahpour N. The Effects of Arch Support Insole on Ground Reaction Force, Impulse and Loading Rate during Double-Leg Landing. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2018;7(3):46-53.
Wang R, Gutierrez-Farewik EM. The effect of subtalar inversion/eversion on the dynamic function of the tibialis anterior, soleus, and gastrocnemius during the stance phase of gait. Gait & posture. 2011;34(1):29-35.
Hamed Esmaeili, Mehrdad Anbarian, Behrouz Hajiloo, Mohammad Ali Sanjari, (2013). The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet, *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*, 9(2), 295-307.
Neumann D. Neumann Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for Rehabititaion. Mosby; 2009.
Jafarnezhadgero A, Zivari Kabir M. EFFECT OF AGILITY SHOES ON RUNNING KINETICS IN INDIVIDIUALS WITH GENU VARUS BEFORE AND AFTER FATIGUE PROTOCOL. Studies in Medical Sciences. 2023;33(11):760-7.
Arastoee M, Zahednezhad S, Arastoee A, Negahban H, Goharpay S. Measurement of ground reaction forces during walking toward the front and rear of the students with flexible flat foot. J modern rehabilitation School of Medical Sciences. 2012;1(5):1-7.
Beinabaji H, Anbarian M, Sokhangoue Y. The effect of flat foot on lower limb muscles activity pattern and plantar pressure characteristics during walking. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2013;8(8):1328-41.
Moir G, Sanders R, Button C, Glaister M. The influence of familiarization on the reliability of force variables measured during unloaded and loaded vertical jumps. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2005;19(1):140-5.
Boham M, DeBeliso M, Harris C, Pfeiffer R, McChesney J, Berning JM. The effects of functional fatigue on ground reaction forces of a jump, land, and cut task. International Journal of Science and Engineering Investigations. 2013.
Daoukas S, Malliaropoulos N, Maffulli N. ACL biomechanical risk factors on single-leg drop-jump: a cohort study comparing football players with and without history of lower limb injury. Muscles, Ligaments & Tendons Journal(MLTJ). 2019;9(1).
Agres AN, Chrysanthou M, Raffalt PC. The effect of ankle bracing on kinematics in simulated sprain and drop landings: a double-blind, placebo-controlled study. The American journal of sports medicine. 2019;47(6):1480-7.
Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. Journal of athletic training. 2006;41(3):294.
Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2011;4(1):57-75.
Hallemans A, Ortibus E, Meire F, Aerts P. Low vision affects dynamic stability of gait. Gait & posture. 2010;32(4):547-51.
Patla AE, Davies TC, Niechwiej E. Obstacle avoidance during locomotion using haptic information in normally sighted humans. Experimental brain research. 2004;155(2):173-85.
Hallemans A, Ortibus E, Truijen S, Meire F. Development of independent locomotion in children with a severe visual impairment. Research in developmental disabilities. 2011;32(6):2069-74.